

脳磁図による短潜時体性感覚誘発反応の起源に関する研究

著者	川村 強
号	2841
発行年	1996
URL	http://hdl.handle.net/10097/21326

氏 名（本籍）	かわ 川	むら 村	つよし 強
学 位 の 種 類	博 士 （ 医 学 ）		
学 位 記 番 号	医 第 2 8 4 1 号		
学位授与年月日	平 成 8 年 3 月 8 日		
学位授与の条件	学位規則第4条第2項該当		
最 終 学 歴	平 成 元 年 3 月 日 東北大学医学部医学科卒業		
学 位 論 文 題 目	脳磁図による短潜時体性感覚誘発反応の起源に関する研究		

（主 査）

論文審査委員	教授 吉 本 高 志	教授 飯 沼 一 字
	教授 糸 山 泰 人	

論文内容要旨

【目 的】

脳磁図 magnetoencephalography (MEG) とは、脳内神経細胞の電気活動に伴って発生する極めて微弱な磁界である。超伝導量子干渉素子 superconducting quantum interference device (SQUID) の開発により測定可能となり、最近では多チャンネル化によって臨床応用も可能となった。原理的な MEG の特徴としては、空間分解能および時間分解能の高さが挙げられる。特に体性感覚誘発磁界 somatosensory evoked field (SEF) は、MEG 研究の初期段階より計測され、大脳皮質由来の最初の成分は一次体性感覚野にあることから、脳神経外科領域ではすでに脳疾患患者の中心溝同定に应用されている。しかし、それ以降の成分の起源に関しては中心溝をはさんで諸説あり、解決をみるに至っていない。そこで本研究では、正中神経電気刺激による体性感覚誘発磁界の短潜時成分の起源を調べるために、66 チャンネルヘルメット型脳磁計を用い、潜時 40ms 以内に出現する波形を解析し、座標系を一致させた MR 解剖画像上に信号源を表示した上で検討を行った。

【方 法】

信号源推定の誤差を念頭に入れ、統計学的な解析を可能とするために、被験者数を正常人 22 名と感覚障害のない脳疾患患者 70 名の計 92 名とし、合計 184 半球における検討を行った。184 半球中 S/N 比の小さい 2 半球反応と、中心溝あるいは視床の近傍に病変を持つ 6 半球からの反応を除外した 176 半球を以後の解析の対象とした。本研究に用いたシステムは、液体ヘリウム容器である dewar の底がヘルメット状にくりぬかれ、その底にはほぼ等間隔で配置された 66 チャンネルの脳磁センサーからなる装置（カナダ CTF-大阪ガス）である。MEG による信号源推定結果を解剖画像上に表示するため、Signa Advantage (GE, 1.5T) を用い MRI 立体画像を撮影した。MEG 信号源推定結果と MRI 立体画像情報は統一した座標系で解析する必要があるため、グラフィックワークステーション (IRIS Indigo, Silicon Graphics) 上で座標変換を行った。電気刺激は 0.3ms 持続の矩形波を左、次いで右の正中神経に 2.7Hz の頻度で経皮的に与えた。SEF 信号は DC-300Hz でフィルター後、サンプリング周波数 1250Hz で記録し、200 回の平均加算を行った。信号解析では、まず刺激後 16ms から 40ms の間に出現する 2 個ないし 3 個のピークに着目し、半球ごとに出現した各波の頂点潜時を求めた。第 2 波以降は 1 波からの差として解析した。次に頂点潜時での信号源位置を、Grynspan-Geselowitz に従い、単一電流双極子モデルを用いて推定した。最後に、第 1 波の電流双極子の位置を MR 画像に表示し、解剖学的中心溝の

後壁表面からの前後への偏位を測定した。第2波および第3波の電流双極子に関しては、第1波からの相対的位置を求め、危険率0.05でpaired-t検定を行った。

【結 果】

潜時40ms以内の短潜時反応としては、通常3つのピーク波形が観察された。第1波の頂点潜時は平均20.2msであり、第1波と第2波のピーク間潜時は平均7.7ms、第1波と第3波のピーク間潜時は平均14.6msであった。ピーク潜時における等磁図はいずれも電流双極子パターンを呈し、その電流方向は第1波で前向き、第2波で後向き、第3波は前向きあるいは後向きであった。電流双極子モデルで第1波の信号源推定を行うと、その平均は解剖学的中心溝の後壁表面から後方へ0.5mmに存在した。第2波の電流双極子は第1波に比べ有意に内側（平均3.7mm, $p<0.001$ ）かつ上方（平均2.0mm, $p<0.001$ ）に存在した。一方、第3波の電流双極子は有意に内側（平均1.4mm, $p<0.001$ ）に存在した。以上の結果から、第1波はいわゆるN20mで従来の仮説通りarea 3b内にその信号源が存在することが示された。また、その推定精度は3.5mmであり本システムの高い精度が示された。第2波の信号源は、中心溝の解剖学的走行から、中心溝前壁のarea 4であることが示唆された。第3波の信号源に関しては、その電流双極子パターンからarea 3aの関与が考えられた。

【結 論】

1) ヘルメット型脳磁計により正中神経刺激体性感覚誘発磁界を計測し、その短潜時成分の起源を検討した。2) MR解剖画像と連結したシステムで検討した結果、中心前野および中心後野起源の成分を統計学的有意性をもって区別できた。3) 脳磁図は完全に非侵襲的検査法でありながら、脳内電気活動の信号源推定における高い精度が改めて示された。

審 査 結 果 の 要 旨

近年、X線CTおよびMRIの登場により、脳の形態学的診断法は格段の進歩を遂げつつある。一方、脳の機能を画像化する試みも様々行われ始めている。さて、脳磁図 magnetoencephalography (MEG) とは、脳内神経細胞の電気活動に伴って発生する極めて微弱な磁界である。従来の電気脳波 electroencephalography (EEG) と比較し、原理的に空間分解能および時間分解能が高いとされている。MEG は超伝導量子干渉素子 superconducting quantum interference device (SQUID) の開発により測定可能となり、最近では多チャンネル化によって臨床応用も可能となった。

体性感覚誘発磁界 somatosensory evoked field (SEF) は、MEG 研究の初期段階より計測され、大脳皮質由来の最初の成分は一次体性感覚野にあることから、脳神経外科領域では術前評価として中心溝の同定に利用されつつある。しかし、それ以降の成分の起源に関しては中心溝をはさんで諸説あり、解決をみるに至っていないのが現状である。

本研究では、正中神経電気刺激による短潜時体性感覚誘発反応に焦点をあて MEG による計測を試みた。これまでのシステムはチャンネル数が少なく一度に測定できる範囲が限定されており、臨床応用上不都合な点が多く、また、微弱な磁気信号を測定するため、環境の磁気雑音から測定系を遮蔽する必要がある点も解決すべき点もあった。本研究では、こうした問題点を克服すべく、まず磁気雑音対策として遮蔽効率の高い磁気シールド室を採用した。MEG 測定には頭部全体をカバーできる 66 チャンネルのヘルメット型脳磁計システムを使用し、測定時間の大幅な短縮を可能にした。さらに MR 画像と組み合わせ、被験者個人個人の頭部形状の応じた信号源解析を行った。最後に、SEP における N20 に相当する N20m の起源とその推定精度、および N20m 以降の成分の起源を検討した。

以上、正中神経電気刺激法を用いたため、従来の SEP の各波起源の研究との対応を可能とした点、全例において MRI を撮像し、脳機能を解剖画像と対応させて検討した点、MEG は完全に非侵襲的検査法でありながら、脳内電気活動の信号源推定の精度が高いことをあらためて示した点、さらに、176 半球の測定結果を解析できたことにより、各波成分の信号源位置の差を統計学的有意差を持って区別できた。

本研究は博士論文に値するものと考えられる。